



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: 2001037735 A

(43) Date of publication of application: 13.02.2001

(51) Int. Cl. A61B 5/05

(21) Application number: 11211658

(22) Date of filing: 27.07.1999

(71) Applicant: MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD

(72) Inventor: INUI HIROFUMI
KUROKI YOICHI
AWAYA KAZUKO
KAWAMOTO YASUHIRO

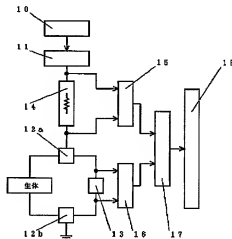
(54) BIOLOGICAL IMPEDANCE MEASURING INSTRUMENT

COPYRIGHT: (C)2001,JPO

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a biological impedance measuring instrument capable of avoiding the influence of external noise and performing highly accurate measurement.

SOLUTION: By multiplying the detection signals of a biological voltage detection means 16 and the detection signals of a resistance voltage detection means 15 by a multiplication means 17 extracting only the frequency components of a high frequency generation means 10, this biological impedance measuring device avoids the influence of the external noise and performs the highly accurate measurement.



(19) 日本四特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-37735

(P2001-37735A)

(43) 公開日 平成13年2月13日 (2001.2.13)

(51) Int.Cl.

A 61 B 5/05

識別記号

F I

A 61 B 5/05

特許庁 (参考)

B 4 C 0 2 7

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平11-211658

(22) 出願日 平成11年7月27日 (1999.7.27)

(71) 出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1008番地

(72) 発明者 乾 弘文

大阪府門真市大字門真1008番地 松下電器

産業株式会社内

(72) 発明者 黒木 祥一

大阪府門真市大字門真1008番地 松下電器

産業株式会社内

(74) 代理人 100097445

弁理士 岩瀬 文雄 (外 2 名)

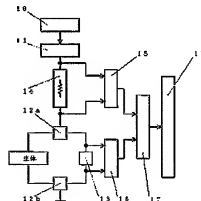
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体インピーダンス測定装置

(57) 【要約】

【課題】 従来の構成の生体インピーダンス測定装置は、外來ノイズの影響によって測定誤差が大きいという課題を有している。すなわち、生体の部位によっては電極間に発生する電圧が小さく、測定電圧に外來ノイズが加わってしまうものである。

【解決手段】 生体電圧検出手段 1 6 の検出信号と抵抗電圧検出手段 1 5 の検出信号とを乗算手段 1 7 によって乗算して、高周波発生手段 1 0 の周波数成分のみを抽出することによって、外來ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置としているものである。



- 10 高周波発生手段
- 11 電圧-電流変換手段
- 12a 電極
- 12b 電極
- 13 スイッチ
- 14 電流検出回路
- 15 抵抗電圧検出手段
- 16 生体電圧検出手段
- 17 乗算手段
- 18 検出手段

特開 2001-37735

(2)

1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 高周波電圧発生手段と、高周波電圧発生手段の電圧を電流に変換する電圧-電流変換手段と、生体に接触する複数の電極と、前記複数の電極間に流れる電流を検出するスイッチと、前記電極間に流れる電流を検出する電流検出抵抗と、電流検出抵抗の電圧を検出する抵抗電圧検出手段と、前記電極間の電圧を検出する生体電圧検出手段と、生体電圧検出手段と前記抵抗電圧検出手段の信号を乗算して前記高周波発生手段の周波数成分のみを検出する乗算手段と、乗算手段の信号から生体のインピーダンスを算出する演算手段とを備えた生体インピーダンス測定装置。

【請求項 2】 乗算手段は、高周波電圧発生手段の出力信号と生体電圧検出手段の信号と抵抗電圧検出手段の信号とを乗算する請求項 1 に記載した生体インピーダンス測定装置。

【請求項 3】 生体電圧検出手段は、出力信号の増幅率を切り替える増幅率切り替え手段を備えた請求項 1 または 2 に記載した生体インピーダンス測定装置。

【請求項 4】 乗算手段は、出力信号をアナログ値からデジタル値に変換する A/D 変換手段と、この A/D 変換手段の基準電圧を切り替える基準電圧切り替え手段とを備えた請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載した生体インピーダンス測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、人体の体脂測定を検出する体脂計等に使用する生体インピーダンス測定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】一般に人体のインピーダンスは、複数の電極を使用して例えば両手間に通電して、4 端子法で測定している。こうして計測した人体のインピーダンスに、身長や体重などの身体情報を加味することによって、人体の体脂測定を求めているものである。

【0003】図 1 は、前記人体のインピーダンスを測定する生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図である。生体インピーダンスの測定は、50 kHz の正弦波を発振器 1 から発生させ、この正弦波の電圧を電圧-電流変換手段 2 によって電流化して測定に使用しているものである。すなわち、この電流を生体に接触する電極 3 a、3 b から生体に供給して、電極 3 a、3 b 間の電圧を差動増幅器 4 で取り出し、フィルタ回路などで波形を整形して整流器 5 で直流変換した後、A/D 変換器 6 でアナログ値を A/D 変換してデジタル数値として、マイコンからなる演算部 7 に伝送しているものである。こうして、演算部 7 が電圧信号から生体インピーダンスを演算している。

【0004】生体電圧 1 と電極 3 a、3 b 間の電圧 V とは、 $Z = V/I$ の関係が成り立っている。従って、電流

2

1 を一定とした時に、電極 3 a、3 b 間の電圧 V を検出することによって、生体インピーダンス Z を求めることができる。演算部 7 は、前記生体インピーダンス Z と身長や体重等の身体情報から体内の脂肪量を算出している。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】前記従来の構成の生体インピーダンス測定装置は、外來ノイズの影響によって測定誤差が大きいという課題を有している。すなわち、生体の部位によっては電極間に発生する電圧が小さく、測定電圧に外來ノイズが加わってしまうものである。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明は、生体電圧検出手段の検出信号と抵抗電圧検出手段の検出信号とを乗算手段によって乗算して、高周波発生手段の周波数成分のみを抽出することによって、外來ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置としているものである。

【0007】

【発明の実施の形態】請求項 1 に記載した発明は、生体電圧検出手段の検出信号と抵抗電圧検出手段の検出信号とを乗算手段によって乗算して、高周波発生手段の周波数成分のみを抽出することによって、外來ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置としているものである。

【0008】請求項 2 に記載した発明は、乗算手段は、高周波電圧発生手段の出力信号と生体電圧検出手段の信号と抵抗電圧検出手段の信号とを乗算するようにして、外來ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置としているものである。

【0009】請求項 3 に記載した発明は、生体電圧検出手段に出力信号の増幅率を切り替える増幅率切り替え手段を備えて、生体電圧が小さい場合に増幅率を上げるようにして精度の高い測定ができる生体インピーダンス測定装置としている。

【0010】請求項 4 に記載した発明は、乗算手段は、出力信号をアナログ値からデジタル値に変換する A/D 変換手段と、この A/D 変換手段の基準電圧を切り替える基準電圧切り替え手段とを備えて、生体電圧が小さい場合に基準電圧を切り替えるようにして、精度の高い測定ができる生体インピーダンス測定装置としている。

【0011】

【実施例】（実施例 1）以下、本発明の第 1 の実施例について説明する。図 1 は、本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例の生体インピーダンス測定装置は、50 kHz の正弦波を発生する高周波電圧発生手段 10 と、この高周波電圧発生手段 10 の電圧を電流に変換する電圧-電流変換手段 11 と、生体に接触する複数の電極 12 a、12 b と、電極 12 a、12 b 間を短絡するスイッチ 13 と、前記電極 12 a、12 b に流れる

特開2001-37735

(3)

3

電流を抽出する電流抽出抵抗14と、この電流抽出抵抗14の電圧を抽出する抵抗電圧抽出手段15と、電極12a、12b間の生体の電圧を抽出する生体電圧抽出手段16と、この生体電圧抽出手段16と前記抵抗電圧抽出手段15との信号を乗算して前記高周波発生手段の周波数成分のみを抽出する乗算手段17と、この乗算手段17の信号から生体のインピーダンスを算出する演算手段18とを備えたものである。なお、前記電圧-電流変換手段11は本実施例では定電圧回路によって構成しているものである。

[0012]以下本実施例の動作について説明する。発振器等によって構成している高周波電圧発生手段10が発生する50kHzの正弦波の高周波電圧は、電圧-電流変換手段11が定電流化する。定電流化された電流は、電流抽出抵抗14を介して電極12a、12b間を流れる。すなわち、例えば電極12aが人体の左手に電極12bが人体の右手に据えられているときは、人体の両手間に50kHzの正弦波の電流が流れるものである。抵抗電圧抽出手段15は、電流抽出抵抗14の両端の電圧を測し、乗算手段17に伝送している。また、生体電圧抽出手段16は、スイッチ13を介して電極12a、12bの両端の電圧、すなわち人体の両手間の電圧を抽出し、この信号を乗算手段17に伝送している。

[0013]乗算手段17に伝送される信号は、スイッチ13が閉じている場合は、抵抗電圧抽出手段15が抽出する電流抽出抵抗14の両端の電圧となる。スイッチ13が開いている場合は、抵抗電圧抽出手段15の抽出電圧と、生体電圧抽出手段16が抽出している人体の両手間の電圧の両方となる。従って乗算手段17は、スイッチ13が開いているときは、抵抗電圧抽出手段15が抽出している電流抽出抵抗14の両端の電圧V01を演算手段18に伝送している。また、スイッチ13が開いているときは、抵抗電圧抽出手段15の抽出電圧V01と、生体電圧抽出手段16が抽出している人体の両手間の電圧V02の両方の積V03を出力している。このV03は、高周波発生手段10の高周波成分だけとなるものである。換言すれば、電極12a、電極12b間にノイズが来たとしても、このノイズ成分は除去されているのである。

[0014]演算手段18は、前記V01を電流抽出抵抗14で除することによって生体に流れる電流Iを求め、この電流Iと前記V03とを使用して、人体のインピーダンスを演算するものである。

[0015]こうして求めた人体のインピーダンスは、人体の除阻成分を代表するものであり、この値を身長や体重等の身体情報を使用して演算することによって人体の脂肪量を求めることができるのである。

[0016]以上のように本実施例では、生体のインピーダンスを測定する時に、電流Iを常に抽出すると共に、生体間の電圧と電流抽出抵抗の電圧とを乗算すること

4

により、ノイズが除去された生体電圧V03を抽出するようにしているため、精度の高い生体インピーダンスの測定装置を実現できるものである。

[0017]なお、本実施例では、高周波発生手段10の出力電圧を50kHzの正弦波としているが、10kHzから500kHzの正弦波としてもよいものである。すなわち、10kHzから500kHzの正弦波は、人体組織を通過しやすい性質を有しているものであり、脂肪等が存在しても正確な測定ができるものである。

10

[0018]また本実施例では、スイッチ13を使用して電極12a、12b間を短絡するようにしているが、例えば電流抽出抵抗14間を短絡するようにスイッチ13を配置する構成としても支障はないものである。

[0019](実施例2) 続いて本発明の第2の実施例について説明する。図2は、本実施例の構成を示すブロック図である。乗算手段19に高周波電圧発生手段10の信号を伝送するようにしている。

[0020]以下本実施例の動作について説明する。乗算手段19は、高周波発生手段10の信号V04と抵抗電圧抽出手段15の電圧信号V01、または生体電圧抽出手段16の電圧信号V02の信号を乗算するものである。すなわち、スイッチ13が閉じている場合は、乗算手段19は抵抗電圧抽出手段15の電圧信号V01と高周波電圧発生手段10の信号V04とを乗じた信号V05を出力する。また、スイッチ13が開いている場合は、生体電圧抽出手段16の電圧信号V02と高周波発生手段10の信号V04の信号とを乗じた信号V06を出力する。演算手段18は、前記V05とV06とから人体のインピーダンスを演算するものである。

30

[0021]以上のように本実施例によれば、高周波電圧発生手段10の信号V04と抵抗電圧抽出手段15の電圧信号V01、または生体電圧抽出手段16の電圧信号V02の信号を乗じた信号を使用するようにして、外來ノイズの影響を低減でき、測定精度の高いインピーダンス測定装置を実現できるものである。

[0022](実施例3) 続いて本発明の第3の実施例について説明する。図3は本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、生体電圧抽出手段の増幅率を切り替える増幅率切り替え手段20を使用している。

40

[0023]以下本実施例の動作について説明する。演算手段18が、所定の増幅率を用いて生体電圧抽出手段16の電圧信号V02を抽出する。この生体電圧V02が設定値より小さい場合は、演算手段18は増幅率切り替え手段20に信号を伝送して、増幅率切り替え手段20の増幅率を大きくする。こうして大きな増幅率に切り替わった後、再度V02を測定するものである。増幅率切り替え手段20の増幅率を大きくすると、ビットあたりの電圧分解能が高くなり、電圧抽出精度が向上する。すなわち増幅率を設定値から2倍にすると、電圧分

50

特開 2001-37735

(4)

6

解能は2倍になる。このような設定は、例えば腎臓間などの生体インピーダンスの小さい局所を使用して、生体インピーダンスを測定する必要があるときに有効なものである。

【0024】以上のように本実施例によれば、生体電圧 V_o が小さい場合、増幅率切り替え手段20が増幅率を大きくするようにして、検出精度を高めることができ、測定精度の高い生体インピーダンス装置が実現できる。

【0025】なお、複数の電極によって複数の部位の生体インピーダンスを測る装置においては、低いインピーダンスの部位を測定する電極時に、この電極を切り替える信号と連動して基準電圧 V_{ref} を切り替えても同様な効果が得られる。

【0026】(実施例4) 続いて本発明の第4の実施例について説明する。図4は、本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、A/D変換手段21と基準電圧切り替え手段22とを有している。A/D変換手段21は、乗算手段17の出力信号をアナログ値からデジタル値に変換して、演算手段18に伝送している。基準電圧切り替え手段22は、A/D変換手段21の変換レベルを設定する基準電圧を制御するものである。

【0027】以下本実施例の動作について説明する。A/D変換手段20の基準電圧は、A/D変換手段20が例えば8ビットの設定であるとするば 2^{n-1} 番目の信号の電圧となっているものである。従ってこの基準電圧を大きく設定すれば、1ビットあたりの電圧分解能が高くなるものである。本実施例では、演算手段18が、生体電圧 V_o を示すデジタル信号を所定の基準電圧に設定したA/D変換手段21から受けたときに、この信号が所定のレベルよりも低いときは基準電圧切換手段22を使用して増幅率を上げるように動作するものである。このため本実施例によれば、例えば腎臓間などの生体インピーダンスの小さい局所を使用して、生体インピーダンスを測定する必要があるときに有効なものである。

【0028】以上のように本実施例によれば、生体電圧 V_o が小さい場合、A/D変換手段に接続している基準電圧切換手段22の設定を大きくすることによって、検出精度を高めることができ、測定精度の高い生体インピーダンス装置が実現できる。

【0029】

【発明の効果】請求項1に記載した発明は、高周波電圧発生手段と、高周波電圧発生手段の電圧を電流に変換する電圧-電流変換手段と、生体に接触する複数の電極と、前記複数の電極間を短絡するスイッチと、前記電極間に流れる電流を検出する電流検出抵抗と、電流検出抵抗の電圧を検出する抵抗電圧検出手段と、前記電極間の電圧を検出する生体電圧検出手段と、生体電圧検出手段と前記抵抗電圧検出手段の信号を乗算して前記高周波電

圧検出手段の周波数成分のみを抽出する乗算手段と、乗算手段の信号から生体のインピーダンスを算出する演算手段とを備えた構成として、外来ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置を実現するものである。

【0030】請求項2に記載した発明は、乗算手段は、高周波電圧発生手段の出力信号と生体電圧検出手段の信号と抵抗電圧検出手段の信号とを乗算する構成として、外来ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置を実現するものである。

【0031】請求項3に記載した発明は、生体電圧検出手段は、出力信号の増幅率を切り替える増幅率切り替え手段を備えた構成として、生体電圧が小さい場合に増幅率を上げるようにして精度の高い測定ができる生体インピーダンス測定装置を実現するものである。

【0032】請求項4に記載した発明は、乗算手段は、出力信号をアナログ値からデジタル値に変化するA/D変換手段と、このA/D変換手段の基準電圧を切り替える基準電圧切り替え手段とを備えた構成として、生体電圧が小さい場合に基準電圧を切り替えるようにして、精度の高い測定ができる生体インピーダンス測定装置を実現するものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例である生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図

【図2】本発明の第2の実施例である生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図

【図3】本発明の第3の実施例である生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図

【図4】本発明の第4の実施例である生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図

【図5】従来例である生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図

【符号の説明】

10 高周波電圧発生手段

11 電圧-電流変換手段

12a 電極

12b 電極

13 スイッチ

14 電流検出抵抗

15 抵抗電圧検出手段

16 生体電圧検出手段

17 乗算手段

18 演算手段

19 増幅率切り替え手段

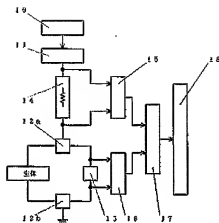
20 A/D変換手段

22 基準電圧切り替え手段

(5)

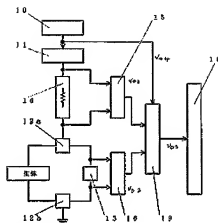
特開2001-37735

【図1】



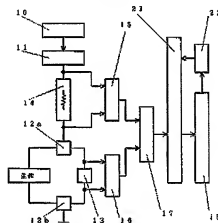
- 10 高圧変電圧発生手段
11 高圧一電流発生手段
12 a 巻線
12 b 巻線
13 スイッチ
14 電流発生手段
15 高圧電圧発生手段
16 高圧電圧発生手段
17 負荷手段
18 制御手段

【図2】



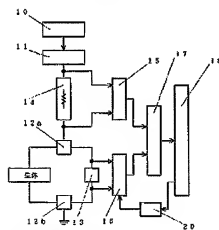
- 19 制御手段

【図4】



- 21 A/D変換手段
22 高圧電圧検出手段

【図3】

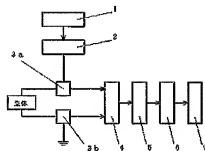


- 20 電圧検出手段

(6)

特開2001-37735

【図5】



- 1 電源部
 2 変圧・整流・制御回路
 3a 電圧
 3b 電流
 4 整流回路
 5 整流器
 6 A/D変換器
 7 制御部

フロンページの続き

(72)発明者 原屋 加寿子
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
 産業株式会社内

(72)発明者 河本 鉄宏
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
 産業株式会社内

Fターム(参考) 4C027 AA06 GG01 DD03 EE03 EE06
 FF09 FF01 GG00